

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-032635

(43)Date of publication of application : 13.02.1991

(51)Int.Cl.

A61B 1/04
G02B 23/24
H04N 7/18

(21)Application number : 01-168746

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 30.06.1989

(72)Inventor : NONAMI TETSUO
NAKAMURA KAZUNARI
HIYAMA KEIICHI
TSURUOKA TAKEO

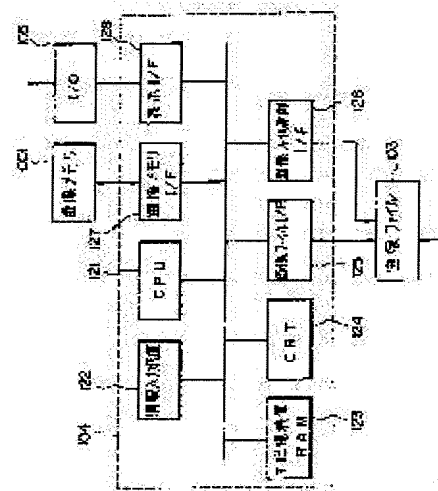
(54) ENDOSCOPE IMAGE PROCESSOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain the image data of the same part of a time series image obtained with an endoscope by recognizing the same part related to each of the time series images obtained with the endoscope by a recognizing means, and outputting the image data of the same part.

CONSTITUTION: The subject processor is provided with a CPU 121, an information input device 122, a main storage device (RAM) 123, a CRT 124, an image file interface 125, an image file control interface 126, an image memory interface 127 and a display interface 128.

In this state, with regard to each of time series images from an endoscope stored in an image file 103, a corresponding point is detected between its image and a reference image, and also, the light quantity is corrected, and the variation quantity as the lapse of time corresponding to the quantity of a fluorescent agent in the same observation point is calculated. Consequently, the variation quantity image of arbitrary time, and the graph of the variation quantity of a designated point at all the time are displayed, and the same part related to each of the time series image is recognized, and this same part image data is outputted.



⑫ 公開特許公報(A)

平3-32635

⑮ Int. Cl.⁵A 61 B 1/04
G 02 B 23/24
H 04 N 7/18

識別記号

3 7 0

B
M

庁内整理番号

7437-4C
7132-2H
7033-5C

⑬ 公開 平成3年(1991)2月13日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全10頁)

⑭ 発明の名称 内視鏡画像処理装置

⑯ 特 願 平1-168746

⑰ 出 願 平1(1989)6月30日

⑱ 発 明 者 野 波 徹 緒 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱ 発 明 者 中 村 一 成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱ 発 明 者 檜 山 慶 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑱ 発 明 者 鶴 岡 建 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡画像処理装置

2. 特許請求の範囲

内視鏡によって得た時系列画像の各々について同一部位を認識する認識手段と、

前記認識手段で同一部位と認識された部位の画像データを出力する出力手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡画像処理装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、内視鏡画像において同一部位の経時的変化を観測することの可能な内視鏡画像処理装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を視察したり、必要に応じ処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素

子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

ところで、人体の内臓等の状態を検査する装置として、例えば特開昭63-122421号公報に示されるように、内臓等の被検部位に蛍光剤を投与し、これに励起光を照射し、前記蛍光剤から発せられる蛍光による蛍光画像を観察する内視鏡装置が知られている。

蛍光量の大小は、蛍光剤投与後の一定時間の間に対象部位に到達した薬剤の量を表すパラメータとなり得る。従って、同一部位における蛍光量の経時的変化を観察することにより、生体粘膜面の血行動態等の生体情報が得られる可能性がある。

〔発明が解決しようとする課題〕

前記蛍光量の経時的変化を求める場合、時系列画像、すなわち同一対象物の時刻の異なる複数の画像を比較することが考えられる。運動のない顕微鏡画像等では、前記時系列画像を比較することによって、同一部位における蛍光量等の経時的変化を観察することが可能である。しかしながら、

内視鏡画像では、対象物の変動や内視鏡の視野変動が生じ、時系列画像の各々で、同一部位の位置が固定していない。このことが、内視鏡画像において同一部位の経時的变化を観測することを困難にしている。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡によって得た時系列画像の同一部位の画像データを得ることができるようにした内視鏡画像処理装置を提供することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の内視鏡画像処理装置は、内視鏡によって得た時系列画像の各々について同一部位を認識する認識手段と、前記認識手段で同一部位と認識された部位の画像データを出力する出力手段とを備えたものである。

〔作用〕

本発明では、認識手段によって、内視鏡によって得た時系列画像の各々についての同一部位が認識され、出力手段によって、この同一部位の画像データが出力される。

ネクタ5が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵されたビデオプロセッサ6に接続されるようになっている。さらに、前記ビデオプロセッサ6には、モニタ7が接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3に設けられた湾曲操作ノブ11を回動操作することによって、前記湾曲部10を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた処置具チャンネルに連通する挿入口12が設けられている。

第1図に示すように、電子内視鏡1の挿入部2内には、照明光を伝達するライトガイド14が挿通されている。このライトガイド14の先端面は、挿入部2の先端部9に配置され、この先端部9から照明光を出射できるようになっている。また、

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第10図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は帯域制限フィルタユニットを示す説明図、第3図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第4図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第5図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第6図は帯域制限フィルタユニットの一方のフィルタの透過波長領域を示す特性図、第7図はフルオレッセインの吸収、蛍光特性を示す特性図、第8図ないし第10図は本実施例の動作を説明するためのフローチャートである。

本実施例の内視鏡装置は、第4図に示すように、電子内視鏡1を備えている。この電子内視鏡1は、細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の後端に太径の操作部3が連設されている。前記操作部3の後端部からは側方に可撓性のケーブル4が延設され、このケーブル4の先端部にコ

前記ライトガイド14の入射端側は、ユニバーサルコード4内に挿通されてコネクタ5に接続されている。また、前記先端部9には、対物レンズ系15が設けられ、この対物レンズ系15の結像位置に、固体撮像素子16が配設されている。この固体撮像素子16は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長域で感度を有している。前記固体撮像素子16には、信号線26、27が接続され、これら信号線26、27は、前記挿入部2及びユニバーサルコード4内に挿通されて前記コネクタ5に接続されている。

一方、ビデオプロセッサ6内には、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光するランプ21が設けられている。このランプ21としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を大量に発光する。このランプ21は、電源部22によって電力が供給されるようになっている。前記ランプ21の前方には、モータ23によって回転

駆動される回転フィルタ50が配設されている。この回転フィルタ50には、通常観察用の赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタが、周方向に沿って配列されている。この回転フィルタ50の各フィルタの透過特性を第5図に示す。

また、前記モータ23は、モータドライバ25によって回転が制御されて駆動されるようになっている。

また、前記回転フィルタ50とライトガイド14入射端との間の照明光路上には、波長制限フィルタユニット51が配設されている。第2図に示すように、この波長制限フィルタユニット51は、第6図に示すように可視光領域のみを透過するフィルタ51aと、ランプ21の発光する光を全て通過させる、または観察及び蛍光剤の励起に必要な領域をカットするフィルタ(または孔でも良い。)51bとを有している。この波長制限フィルタユニット51は、フィルタ切換装置55によって回転が制御されるモータ52によって回転

されるようになっている。また、前記フィルタ切換装置55は、切換え回路43からの制御信号によって制御されるようになっている。そして、前記切換え回路43によって、観察波長を選択することにより、前記波長制限フィルタユニット51の各フィルタ51a、51bのうち、前記切換え回路43で選択した観察波長に対応するフィルタが照明光路上に介装されるようにモータ52が回転され、前記波長制限フィルタユニット51の位置が変更されるようになっている。

前記回転フィルタ50を透過し、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分離された光は、更に、前記波長制限フィルタユニット51の選択されたフィルタを透過し、前記ライトガイド14の入射端に入射され、このライトガイド14を介して先端部9に導かれ、この先端部9から出射されて、観察部位を照明するようになっている。

この照明光による観察部位からの戻り光は、対物レンズ系15によって、固体撮像素子16上に結像され、光電変換されるようになっている。こ

の固体撮像素子16には、前記信号線26を介して、前記ビデオプロセッサ6内のドライバ回路31からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって読み出し、転送が行われるようになっている。この固体撮像素子16から読み出された映像信号は、前記信号線27を介して、前記ビデオプロセッサ6内または電子内視鏡1内に設けられたプリアンプ32に入力されるようになっている。このプリアンプ32で増幅された映像信号は、プロセス回路33に入力され、γ補正及びホワイトバランス等の信号処理を施され、A/Dコンバータ34によって、デジタル信号に変換されるようになっている。このデジタルの映像信号は、セレクト回路35によって、例えば赤(R)、緑(G)、青(B)の各色に対応する3つのメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cに選択的に記憶されるようになっている。前記メモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cは、同時に読み出され、D/Aコンバータ37によって、アナログ信号に変換され、

入出力インターフェース38を介して、R、G、B信号として、カラーモニタ7に入力され、このカラーモニタ7によって、観察部位がカラー表示されるようになっている。

また、前記ビデオプロセッサ6内には、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ42が設けられ、このタイミングジェネレータ42によって、モータドライバ25、ドライバ回路31、セレクト回路35等の各回路間の同期が取られている。

本実施例では、前記メモリ(1~3)36a~36cから出力されるデジタルのR、G、B信号は、画像ファイル103に入力され、記録されるようになっている。この画像ファイル103は、指定した間隔で間欠的に画像を取り込むことのできる機能を有している。前記画像ファイル103には、この画像ファイル103を制御すると共に、後述する各種の処理を行う画像処理装置104が接続されている。前記画像処理装置104には、画像メモリ1001が接続されている。また、前

記画像処理装置104には、入出力インターフェース105を介して、モニタ106が接続され、このモニタ106に、前記画像処理装置104での処理の際に必要な画像や、演算処理結果が表示されるようになっている。

前記画像処理装置104は、第3図に示すような構成になっている。

すなわち、画像処理装置104は、CPU121、情報入力装置122、RAMからなる主記憶装置123、CRT124、画像ファイルインターフェース125、画像ファイル制御インターフェース126、画像メモリインターフェース127及び表示インターフェース128を備え、これらは、バスによって互いに接続されている。前記情報入力装置122は、キーボードの他、マウス、デジタイザ等のポインティングデバイスを含むものである。前記画像ファイルインターフェース125及び画像ファイル制御インターフェース126は、画像ファイル103に接続され、それぞれ、画像データの送受、制御信号の送受を行うように

なっている。また、前記画像メモリインターフェース127は、画像メモリ1001に接続され、画像データの送受を行うようになっている。また、前記表示インターフェース128は、入出力インターフェース105に接続され、モニタ106に inputsする画像データを送るようになっている。

本実施例では、例えば、生体に蛍光剤を静注し、電子内視鏡1で得た検査対象部位の時系列画像、すなわち同一対象部位の時刻の異なる複数の画像を、画像ファイル103に記録するようになっている。そして、前記画像処理装置104は、前記画像ファイル103に記録された時系列画像の各々について、基準となる画像との間で対応点を検出し、更に、光量補正を行い、同一視測点の蛍光剤の量に対応した(経時的な)変化量を算出するようになっている。

ここで、前記画像処理装置104の動作、作用を説明する前に、本実施例で用いる対応点検出方法、光量補正方法、変化量算出方法について説明する。

まず、対応点検出方法について説明する。本実施例では、相互相関を利用したテンプレートマッチングを行う方法を用いている。すなわち、基準となる画像(以下、第1の画像と記す。)において視測点Pを中心とする局所領域を取り出す。これをテンプレートと呼ぶ。このテンプレートには、視測点Pを中心とする局所領域の情報が入っていると考えられる。次に、前記第1の画像取得時より所定時間経過後の第2の画像内で、前記テンプレートと最もよく似た情報を持つ局所領域を順次探すのである。この操作をテンプレートマッチングと呼ぶ。

第1の画像から切り出されたテンプレートと、第2の画像内の局所領域の類似性を評価する手法として、本実施例では、正規化された相互相関を用いている。以下、これを説明する。テンプレート画像を $T(L, M)$ 、第2の画像内の局所領域を $B(L, M)$ とする。(L, M)は局所領域の大きさを表す。テンプレート画像Tと局所領域Bの相互相関係数Cは、次式で求まる。

$$C = (1/LM) \sum_m \sum_l (T(l, m) - \bar{T})(B(l, m) - \bar{B}) \div (\sigma_T \sigma_B)^{1/2} \quad \dots (1)$$

ただし、

$$\bar{T} = (1/LM) \sum_m \sum_l (T(l, m))$$

$$\bar{B} = (1/LM) \sum_m \sum_l (B(l, m))$$

$$\sigma_T = (1/LM) \sum_m \sum_l (T(l, m) - \bar{T})^2$$

$$\sigma_B = (1/LM) \sum_m \sum_l (B(l, m) - \bar{B})^2$$

この相互相関係数Cは、テンプレート領域Tと局所領域Bとの類似性が大きいほど高値をとる。そこで、第2の画像内でこの局所領域Bを順次動かし、各位置における相互相関係数Cの値を求め、このCが最も高値を示した局所領域の中心点を第2の画像における視測点Pの位置とする。

次に、対応点検出のためのデータについて述べる。

面順次方式の電子内視鏡の場合、蛍光剤として例えばフルオレッセインを用いた場合、後述するように蛍光剤の影響は、B画像の変化として検出される。これに対し、R、G画像の蛍光剤による変化は、比較的わずかである。そこで、本実施例では、画像間における対応点の検出には、変化の少ないR、G画像を用いる。

時系列画像間において起こり得る変化としては、蛍光剤の影響以外にも、内視鏡先端の移動による視野の変化、生体の運動による視野及び形状の変形、表面の反射状態の変化等が考えられる。これらの変化の影響をなるべく避けて、対応点を自動的に検出させるためには、なるべく生体固有の情報（内視鏡先端の移動等により変化しにくい情報）を対応点検出のための情報として利用する方がよい。この観点から、画像間における対応点の検出には、 G/R （または R/G ）を元データとして利用することが考えられる。ただし、ここでいうR及びGデータの値は、ガンマ補正の影響を除去した後のデータとする。また、原時系列画像にお

ける視野変動がさほど大きくない場合には、光量変化の影響は十分に小さいと考え、GまたはRのデータをそのまま用いてもよい。ただし、この場合、通常の内視鏡画像におけるR成分は高周波成分が乏しく、対応点の検出精度が低下する。よって、対応点の検出には、G画像を用いる方がよい。本実施例では、対応点の検出のためにG画像を用いているが、良好な相互相関が得られる場合には、 G/R の値等を用いてもよい。

上記のような方法によれば、視野の変動による移動の他、わずかであれば回転、生体の運動等による画像の変形に対しても対応点の検出を行うことができる。

観測点Pの第1の画像取得時と第2の画像取得時でのデータの変動を調べるには、第1の画像における観測点PのRGBの各値と、上記方法により求めた第2の画像における観測点PのRGBの各値を比較すればよい。例えば次のようにする。

第1の画像における観測点PのRGBの各値を (r_1, g_1, b_1) とし、第2の画像における

観測点PのRGBの各値を (r_2, g_2, b_2) とする。RまたはGの画像に対しては、蛍光剤による変化はほとんど表れないはずであるから、例えばGの値を用いて次のように光量補正を行う。

$$r_2' = k r_2 \quad \dots (2)$$

$$g_2' = k g_2 \quad \dots (3)$$

$$b_2' = k b_2 \quad \dots (4)$$

$$k = g_1 / g_2$$

上記補正後の値 (r_2', g_2', b_2') を、第2の画像取得時における観測点Pのデータとすればよい。

ある観測点Pを指定して複数の時系列画像における観測点Pの位置を求めれば、観測点Pの分光反射率の蛍光剤による変化を推定することができる。また、第1の画像に観測領域を設定し、その観測領域内の各点に対して上記方法により第2の画像における対応点を求める。その点のRGBデータ値（または光量補正後のデータ値）を第1の画像と同一座標位置に代入することにより、第1の画像の観測領域内の各点が第2の画像において

どのようなデータを示しているかを画像で示すことができる。

また、対応点検出により得た同一観測点の時系列データから、次の計算により、蛍光剤による変化分のみを抽出することができる。蛍光による変化は、主にB画像に観測されるので、本計算にはBデータを用いる。蛍光剤静注開始時点のデータを P_0 、静注開始後t秒後のデータ（光量補正後）を P_n とする。次の計算により、t秒間に粘膜表層に流入した蛍光剤の量を示す値が得られる。

$$f_n = 10 \lg_{10} (P_n) - 10 \lg_{10} (P_0) \quad \dots (5)$$

尚、対数をとる意味は、輝度の変化から蛍光剤の濃度の変化に対し線形な量に変換することにある。

更に、この値を観測領域内の各点に対して求めることにより、蛍光剤による変化のみを画像化することができる。

次に、第8図ないし第10図を参照して、画像処理装置104の動作、作用を説明する。

第8図に示すように、動作を開始すると、まず、

ステップS1-1(以下、ステップは省略し、S1-1のように記す。)で、情報入力装置122により、基準時 s 、データ取込み間隔 i 、データ取込み回数 n を設定する。

次に、S1-2で、画像処理装置104の制御により、基準時 s から i 秒間隔で n 回、画像を、時間情報 $s+ik$ (ただし $0 \leq k \leq n$)を付加して画像ファイル103に取込む。

次に、S1-3で、画像ファイル103から、基準時画像 I_s を読み出し、画像メモリ1001に格納する。

次に、S1-4で、画像メモリ1001の基準時画像 I_s をモニタ106に表示する。

次に、S1-5で、情報入力装置122により、基準時画像 I_s 上に、対象とする領域 R_s を設定する。尚、 R 内の画像点を $R_s(x, y)$ とする。 (x, y) は点の座標を表す。

次に、S1-6で、 $k=0$ から $k=n$ までの全ての k に対して、変化量算出結果 F_{s+ik} を求める。尚、このS1-6は、第9図に示すようなサブ

ルーチンになっている。

次に、S1-7で、全ての F_{s+ik} を画像ファイル103に格納する。

次に、S1-8で、情報入力装置122により、 k を指定する。

すると、S1-9で、 F_{s+ik} をモニタ106に表示する。すなわち、任意の時刻の変化量画像を表示する。

次に、S1-10で、情報入力装置122により、 (x, y) を指定する。

すると、S1-11で、全ての k についての $F_{s+ik}(x, y)$ を求め、変化量を縦軸、 k を横軸にとって、CRT124にグラフ表示する。すなわち全時刻における指定点 (x, y) の変化量がグラフ化される。

次に、第9図を用いて、変化量算出結果 F_{s+ik} を求める前記サブルーチンS1-6を説明する。

このサブルーチンが開始すると、まず、S2-1で、0を k に代入する。

次に、S2-2で、画像ファイル103から対

象画像 I_{s+ik} を読み出し、画像メモリ1001に格納する。

次に、S2-3で、 R_s 内の全ての点(全ての (x, y))に対して、各点の変化量算出結果 $F_{s+ik}(x, y)$ を求める。尚、このS2-3は、第10図に示すようなサブルーチンになっている。

次に、S2-4で、 $k+1$ を k に代入する。

次に、S2-5で、 $k > n$ を判断し、YESの場合は終了し、NOの場合は、前記S2-2へ戻る。このようにして、全ての k に対して変化量算出結果 F_{s+ik} が求められる。

次に、第10図を用いて、全ての点に対して変化量算出結果 $F_{s+ik}(x, y)$ を求める前記サブルーチンS2-3を説明する。

このサブルーチンが開始すると、まず、S3-1で、 x, y にそれぞれ0を代入する。

次に、S3-2で、 $R_s(x, y)$ 所定の大きさの近傍を画像メモリ1001上のテンプレート領域 T に複写する。

次に、S3-3で、テンプレート領域 T と対象

画像 I_{s+ik} との対応点検出を行う。この対応点検出は、テンプレート領域 T を $T(L, M)$ 、対象画像 I_{s+ik} 内の局所領域を $B(L, M)$ として、対象画像 I_{s+ik} 内で局所領域 B を順次動かし、前記(1)式に基づいて各位置における相互相関係数 C の値を求め、この C が最も高値を示した局所領域 B の中心点を対象画像 I_{s+ik} における最適対応点の位置とするものである。

次に、S3-4で、最適対応点の I_{s+ik} の値を、画像メモリ1001上の $R_{s+ik}(x, y)$ に複写する。

次に、S3-5で、 $R_{s+ik}(x, y)$ の値に対し光量補正を行い、結果を $R_{s+ik}(x, y)$ に戻す。前記光量補正は、 $R_s(x, y)$ のRGBの各値を (r_1, g_1, b_1) とし、 $R_{s+ik}(x, y)$ のRGBの各値を (r_2, g_2, b_2) とし、前記(2)、(3)、(4)式に基づいて、補正後の値 (r_2', g_2', b_2') を求めるものである。

次に、S3-6で、変化量算出結果を、画像メ

メモリ1001上の $Fs+ik(x, y)$ に格納する。
尚、変化量算出は、前記(5)式において、 $f_n = Fs+ik(x, y)$ 、 $P_n = Rs+ik(x, y)$ 、 $P_0 = Rs(x, y)$ として、(5)式を実行して行う。

次に、S3-7で、 $x+1$ を x に代入する。

次に、S3-8で、 $x > L$ を判断し、YESの場合はS3-9へ進み、NOの場合は、前記S3-2へ戻る。

前記S3-9では、0を x に代入し、 $y+1$ を y に代入する。

次に、S3-10で、 $y > M$ を判断し、YESの場合は終了し、NOの場合は、前記S3-2へ戻る。

このようにして、全ての (x, y) に対して変化量算出結果 $Fs+ik(x, y)$ が求められる。また、全ての (x, y) に対する変化量算出結果 $Fs+ik(x, y)$ を画像メモリ1001上の $Fs+ik(x, y)$ に格納し、更に、S1-7で $Fs+ik$ を画像ファイル103に格納することにより、画像

有し、この光を吸収してGの波長領域の蛍光を発する。従って、回転フィルタ50によって時系列的にR、G、Bの各波長領域の光が照明された場合、R、Gの照明時には、Bによる照明時に比べ、蛍光が弱くなる。すなわち、B照明時に粘膜中のフルオレッセインの濃度が高いと、この粘膜は蛍光を発するが、信号処理時にはBのタイミングの時に蛍光を発するため、その蛍光の波長に関係なくB画像の変化として処理が行われる。すなわち、蛍光によってカラー画像中のB成分が増加する。従って、色調の変化によって、フルオレッセインの濃度分布、及びその経時的変化を観察することができる。

尚、本実施例では、蛍光を観察する際に、必ずしも、波長制限フィルタユニット51をフィルタ51b側に切り換える必要はない。また、必ずしも、波長制限フィルタユニット51は、必要ではない。

本実施例では、RGB画像は、画像ファイル103に時系列画像として記録される。そして、画

像ファイル103に格納された画像は、時系列画像間で同じ対象が画像上の同位置となるように変形されたものとなる。

次に、本実施例の作用について説明する。

波長制限フィルタユニット51のフィルタ51aによって、第6図に示すように波長が制限された場合、回転フィルタ50にて照明用のランプ21の発光波長が順次制限され、第5図に示すように、R、G、Bの各波長の光に色分離され、この光が、生体粘膜面等に時系列的に照射される。そして、この光によって、通常の可視光域のカラー画像が得られる。

ところで、生体粘膜を通常のカラー画像にて観察中に、第7図に示すような吸収、蛍光特性を有するフルオレッセインという蛍光剤を静注すると、時間の変化に伴い、血液中のフルオレッセイン濃度が増加する。この変化は、血流の変化及び血液通に依存する。

ここで、前記フルオレッセインは、第7図に示すように、略Bの波長領域に一致する吸収特性を

像処理装置104によって、前述のように、対応点検出、光量補正、変化量算出の処理が行われ、その結果、例えば、任意の時刻の変化量画像や、全時刻における指定点の変化量のグラフが表示される。

このように本実施例によれば、電子内視鏡1で得た時系列画像の各々についての同一部位が認識され、この同一部位の画像データが出力されるので、同一部位の位置が固定していない内視鏡画像であっても、同一部位における蛍光量の経時変化を観察、計測することができる。

また、対応点検出と共に、光量補正を行っているため、明るさの違いの影響を排除することができる。

従って、本実施例によれば、蛍光による情報の経時変化、例えば、蛍光剤静注後の粘膜面における蛍光剤の分布状態の時間的変化を、より正確に、観察、計測することが可能となる。

また、このように、蛍光剤静注後の粘膜の経時変化を、観察または計測することにより、生体

粘膜面の血行動態を把握することによって、病変の観察能が向上し、診断能が向上する。

また、本実施例によれば、蛍光剤の発する蛍光が可視光域になくても、蛍光による情報を、画像の色調の変化として観察することができる。

尚、蛍光剤としては、アドレマイシン、ヘマトポルフェリン、フェオフォーバイド_n等でも良く、使用する蛍光剤の吸収波長帯域の光を含む面順次光を被検部位に照射することによって、蛍光の色調の変化として観察することができる。

本発明は、蛍光剤の経時的変化を求める場合に限らず、同一部位の分光反射率等の経時変化を求める場合全般に適用することが可能である。

また、画像処理は、ハード的に行っても良い。

また、本発明は、挿入部の先端部に固体撮像素子を有する電子内視鏡に限らず、ファイバ스코プ等肉眼観察が可能な内視鏡の接眼部に、あるいは、前記接眼部と交換して、テレビカメラを接続して使用する内視鏡装置にも適用することができる。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、時系列画像の各々についての同一部位が認識され、この同一部位の画像データが出力されるので、内視鏡によって得た時系列画像の同一部位の画像データを得ることができ、これによって同一部位の経時変化を観測することが可能になるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

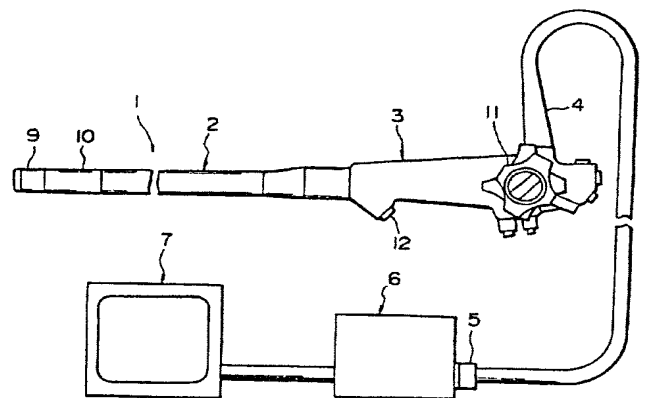
第1図ないし第10図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は帯域制限フィルタユニットを示す説明図、第3図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第4図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第5図は回転フィルタの各フィルタの透過波長領域を示す特性図、第6図は帯域制限フィルタユニットの一方のフィルタの透過波長領域を示す特性図、第7図はフルオレッセインの吸収、蛍光特性を示す特性図、第8図ないし第10図は本実施例の動作を説明するためのフローチャートである。

- | | |
|--------------------|-------------|
| 1 … 電子内視鏡 | 16 … 固体撮像素子 |
| 2 1 … ランプ | 50 … 回転フィルタ |
| 5 1 … 波長制限フィルタユニット | |
| 10 3 … 画像ファイル | |
| 10 4 … 画像処理装置 | |

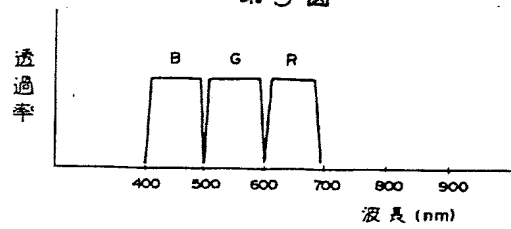
代理人 弁理士 伊 藤 進



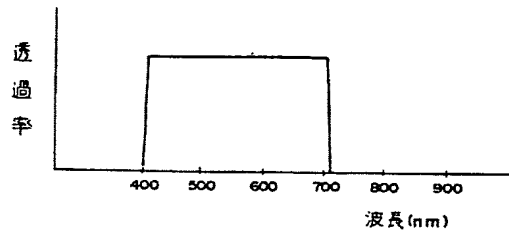
第4図



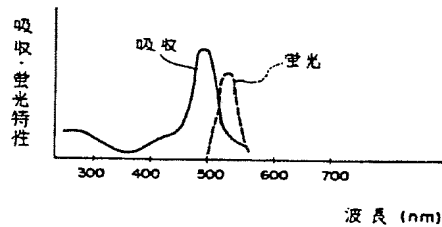
第5図



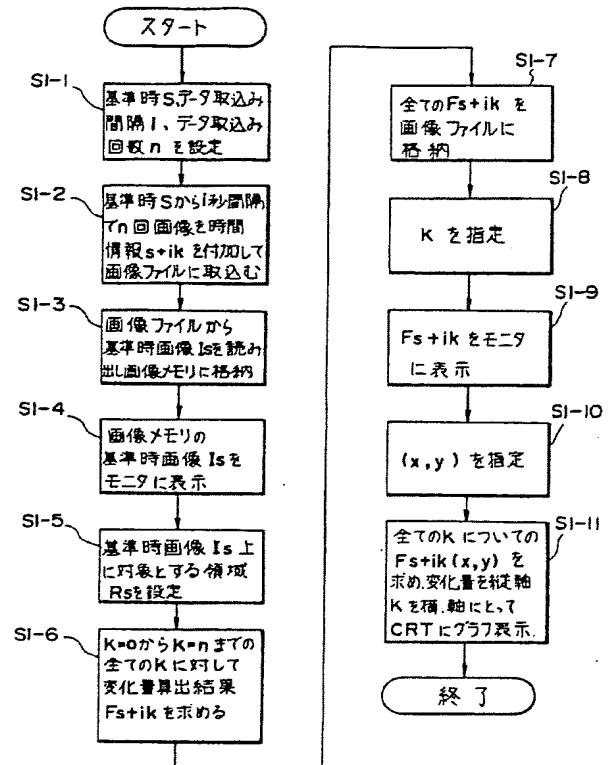
第6図



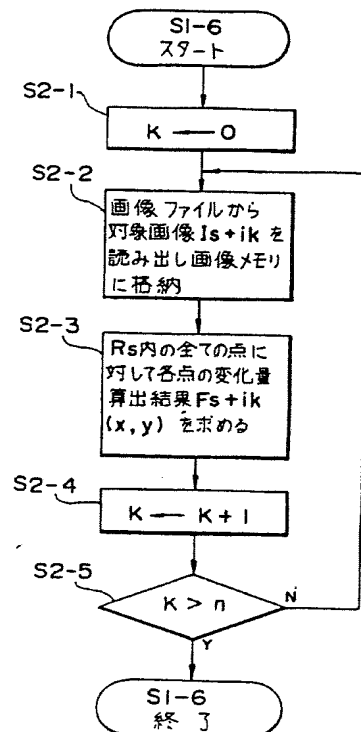
第7図



第8図



第9図



第10図

